

Ana Paula Farina

**Efeito da ciclagem mecânica, material e retorque  
de parafusos, na estabilidade de próteses múltiplas sobre  
implantes com dois níveis de desajuste**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas,  
como parte dos requisitos para  
obtenção do título de Doutor em Clínica  
Odontológica, área de Prótese Dental.

**Orientador:** Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Piracicaba

2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA

BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

F226e Farina, Ana Paula.  
Efeito da ciclagem mecânica, material e retorque de parafusos, na estabilidade de próteses múltiplas sobre implantes com dois níveis de desajuste / Ana Paula Farina. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

**1. Próteses e implantes. 2. Adaptação. 3. Prótese dentária.  
I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de  
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III.  
Título.**

(eras/fop)

**Título em Inglês: Effect of mechanical cycling, material and retorque  
screws, in the stability of complete implant-suported prosthesis with two  
fit levels**

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Prostheses and implants. 2.

Adaptation. 3. Dental prosthesis

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita, Mônica Nogueira Pigozzo,  
Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Rafael Leonardo Xediek Consani, Ricardo  
Faria Ribeiro

Data da Defesa: 01-03-2011

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 01 de Março de 2011, considerou a candidata ANA PAULA FARINA aprovada.



---

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA




---

Profa. Dra. MÔNICA NOGUEIRA PIGOZZO



---

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO



---

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI



---

Prof. Dr. RICARDO FARIA RIBEIRO

---

## DEDICATÓRIA

À **Deus** por sua sabedoria e bondade, guiando-me em todos os passos de minha caminhada, ajudando-me na tomada de decisões, incentivando-me sempre à buscar meus ideais e alcançar meus objetivos com honestidade, sem nunca desanimar com as dificuldades, mantendo sempre a alegria e perseverança na busca de meus objetivos. Será sempre fonte de inspiração, bondade e ternura. Agradeço por me ensinar a amar, a ousar, a produzir, a acreditar, a sonhar, a ser feliz e fazer de cada risco, uma nova oportunidade de aprender.

Aos meus pais **Eloy Farina** e **Lucia Inez Farina** por não medirem esforços para realização dos meus sonhos. Exemplos de sabedoria, honestidade e perseverança, valores que me fizeram crescer. Verdadeiros exemplos de vida. A presença constante nos bons e maus momentos, incentivando-me na superação de todas as dificuldades e me impulsionando a lutar por meus ideais, são marcas que levarei comigo, sempre. Saibam que todas essas conquistas só foram possíveis graças ao esforço, empenho e dedicação de vocês. Espero que possa retribuir tudo o que fizeram por mim. Amo muito vocês.

Aos meus irmãos **Kelin Farina** e **Fernando Luís Farina** pelo carinho, incentivo e colaboração. Pelos grandes momentos de alegria que compartilhamos juntos. Vocês estarão sempre em meu coração.

À **Doglas Cecchin** sempre me apoiando e incentivando. Estamos procurando juntos um caminho para seguir, e pode ter certeza de que em qualquer situação, em todos os momentos estarei sempre ao seu lado.

Dedico este trabalho...

---

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, tornou-se não apenas um orientador, na faculdade e na vida, mas também um verdadeiro amigo. Agradeço a confiança depositada em mim, apoiando-me em todos os momentos e nunca me deixando desamparada. Agradeço ter tido o privilégio e a honra de tê-lo como meu orientador. Seu profissionalismo e ética, sempre dedicado a tudo o que faz servirão de exemplo a ser seguido. Obrigado pelos conselhos e ajuda na tomada de decisões e também pelo agradável convívio ao longo desse tempo. Sempre faltarão palavras para expressar a enorme gratidão por tudo o que fez por mim.

Aos meus tios **Pedro Laudinor Goergen** e **Anita Goergen**, agradeço pelo incentivo, apoio e conselhos na tomada de decisões. Obrigado pelos momentos agradáveis que passamos juntos e por tudo o que fizeram por mim.

À minha **família** que sempre torceu pelo meu sucesso.

Meus sinceros agradecimentos ...

---

## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, ao diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e ao diretor associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À **Profª. Drª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora geral dos cursos de Pós-Graduação e ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Aos professores da área de Prótese Dental da FOP-Unicamp **Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, **Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, pelos conhecimentos transmitidos e agradável convivência.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pela concessão da bolsa de estudo para o doutorado, processo nº 2009/02306-4 e pelo financiamento do material utilizado neste trabalho através de verba para Auxílio à Pesquisa, processo nº 2009/51423-3.

A **Profª. Drª. Livia Maria Andaló Tenuta** por ceder saliva artificial para realização deste experimento.

Ao técnico em prótese dental do Laboratório de Prótese Total, **Eduardo Pinez Campos**, por ser sempre solícito e disposto a ajudar. Agradeço pela amizade.

Às secretárias **Eliete Aparecida Ferreira Lima Marim, Ketney Ferreira Lopes e Mônica Lisandra Bonatto Penzani** pela ajuda e boa convivência durante a realização da pós-graduação.

Aos colegas de mestrado **Ana Patrícia Fernandes de Macêdo, Ataís Bacchi, Brunna Moreira de Farias Pereira, Gabriela Cassaro de Castro, Izabella Patta Pereira, Maíra Daysê Moreira Serra e Silva, Manoela Capla de Vasconcellos dos Santos da Silva, Marcele Jardim Pimentel, Mariana Agostinho Rodrigues e Sabrina Alessandra Rodrigues** pelo companheirismo, amizade e pelo convívio durante todo este tempo.

Aos colegas de doutorado, **Andreza Dayrell Gomes da Costa, Celina Wanderley de Abreu, Guilherme Bonecker Valverde, Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi, João Paulo da Silva Neto, Juliana Maria Costa Nuñez Pantoja, Leonardo Flores Luthi, Luana Maria Martins de Aquino, Mateus Bertolini Fernandes dos Santos** pelo companheirismo, amizade e pelo convívio durante todo este tempo. Sinto-me privilegiada pelos momentos que passamos juntos.

Ao amigo **Aloísio Oro Spazzin**, pelo companheirismo e amizade cultivada. Pelas discussões e maneira de me fazer pensar e questionar. Pela enorme ajuda na realização deste trabalho.

À todas as pessoas que participaram de forma indireta, contribuindo para a realização desse trabalho.

Meus sinceros agradecimentos...

*“Quando uma criatura humana desperta para um grande sonho e sobre ele lança toda a força de sua alma, todo o universo conspira a seu favor”*

*Goethe*



---

## RESUMO

O afrouxamento dos parafusos protéticos é frequentemente encontrado nos exames de rotina e pode causar complicações. Assim, métodos para sua prevenção devem ser desenvolvidos. O objetivo neste estudo foi avaliar a influência do retorque de parafusos protéticos (titânio ou ouro) na estabilidade de próteses totais implantossuportadas com diferentes níveis de adaptação (passiva ou desadaptada), após simulação da função mastigatória por meio de ciclagem mecânica (6 meses, torque de afrouxamento, reaperto dos parafusos + 6 meses de simulação; ou 1 ano de simulação e torque de afrouxamento). No capítulo 1, 10 próteses mandibulares implantossuportadas e 20 modelos foram confeccionados para duas condições de adaptação: passiva (adaptada) e não-passiva (desadaptada). Também foram avaliadas duas técnicas de aperto em função da aplicação de retorque e materiais do parafuso: 1) sem retorque + parafusos de titânio; 2) sem retorque + parafusos de ouro; 3) com retorque + parafusos de titânio; e, 4) com retorque + parafusos de ouro. Para a técnica de aplicação de retorque, os parafusos foram apertados (10 Ncm) e após 10 minutos, reapertados (10 Ncm). O torque de afrouxamento dos parafusos foi mensurado por meio de torquímetro digital de precisão após simulação de 1 ano da função mastigatória. Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) em 2 fatores seguido pelo teste complementar de Tukey em ( $\alpha=0,05$ ). Os fatores adaptação e técnica de aperto (retorque e tipo de parafuso), e a interação entre os fatores foram estatisticamente significantes. O desajuste diminui o torque de afrouxamento. A aplicação do retorque aumentou a estabilidade da conexão dos parafusos, independente da adaptação ou material dos parafusos. No capítulo 2, próteses passivas e não-passivas foram fabricadas de modo semelhante ao capítulo 1. O torque de afrouxamento foi mensurado após 2 condições de simulação de uso clínico: 1) 6 meses / torque de afrouxamento / reaperto / mais 6 meses / torque de

afrouxamento; 2) 1 ano de simulação / torque de afrouxamento. Foram utilizados parafusos de titânio e ouro. O teste estatístico foi similar ao capítulo 1. O fator tempo de ciclagem e condição de uso (nível de ajuste e tipo de parafuso), bem como a interação desses fatores influenciaram os valores de torque de afrouxamento ( $p < 0,05$ ). Após 6 meses + 6 meses de simulação de uso clínico, os parafusos de titânio apresentaram maiores valores de torque de afrouxamento quando comparados aos parafusos de ouro, para o mesmo nível de adaptação. Após 1 ano de simulação de uso clínico, ambos materiais dos parafusos em próteses passivas apresentaram valores mais elevados que em próteses não-passivas. Dessa forma podemos concluir que a desadaptação reduz o torque de afrouxamento dos parafusos e que o retorque após 10 minutos consegue estabilizá-los. Parafusos de titânio apresentaram maior estabilidade que parafusos de ouro após 6 meses de simulação devido a sua menor deformação plástica. Quando o tempo de ciclagem foi analisado, parafusos de titânio apresentaram menor estabilidade após 1 ano de simulação devido à perda de torque frente à desadaptação, necessitando acompanhamento mais criterioso para que mantenham sua estabilidade.

**Palavras-chave:** Ciclagem mecânica, desajuste marginal, parafusos protéticos, próteses sobre implantes

---

## ABSTRACT

The prosthesis screw loosening is often found at routine examinations and may cause complications. Therefore, methods to prevent them must be developed. The objective of this study was to evaluate the influence of retorque application on joint stability of prosthetic screws (titanium or gold) in implant-supported dentures under different fit levels (passive or misfit), after masticatory function simulated by means of mechanical cycling (6 months, loosening torque, screws retightening and another 6 months of simulation; or 1 year of simulation). In the first chapter, 10 mandibular implant-supported dentures and 20 cast models were fabricated to two fit levels: passive fit and misfit. Two tightening techniques were also evaluated according to the retorque application and screws material: 1) without retorque + titanium screws; 2) without retorque + gold screws; 3) retorque + titanium screws; and 4) retorque + gold screws. The screws were tightened 10 Ncm and retightened to 10 Ncm after 10 min. The screw joint stability was measured after a one-year clinical function simulation using a digital torque meter. Data were analyzed statistically by ANOVA/Tukey's test ( $\alpha=0.05$ ). The factors of fit level and tightening technique and the interaction between the factors were statistically significant. The misfit decreases the loosening torque. The retorque application increased joint stability independent of fit level or screw material. In the chapter 2, passive and misfit dentures were fabricated as in chapter 1. The loosening torque was measured after two conditions of clinical use simulating: six months / torque loosening / retightening / further six months / loosening torque; and one year of simulation / loosening torque. Titanium and gold screws were used. The statistical analysis was similar to the first chapter. Therefore, the factor cycling time and condition use (fit level and screw type) as well the interaction between the factors influenced the loosening torque values ( $p<0.05$ ). After six months another six months of masticatory function simulated, the titanium screws showed higher

loosening torque than did gold screws for the same fit level. After one year of clinical use simulation, both material screws in passive dentures showed higher loosening torque values than did misfit dentures. Thus we can conclude that the misfit decreases the loosening torque and retorque application increased joint stability. The stability of titanium screws was higher than gold screws after 6 months of simulation, due to its lower plastic deformation. When the cycling time was analyzed, titanium screws were less stable after 1 year of simulation due to loss of torque in misfit presence, requiring more careful monitoring to maintain stability.

**Key-words:** Mechanical cycling, misfit, prosthetic screws, Implant-supported restorations

---

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1. Imagem obtida do microscópio óptico dos dois níveis de ajuste (artigo 1)	14
2. MEV (artigo 1)	16
3. MEV (artigo 2)	31
4. Desenho esquemático do delineamento geral da pesquisa	53
5. Desenho esquemático da matriz metálica	54
6. Prótese tipo protocolo	55
7. Imagem do microscópio óptico dos diferentes desajustes	55
8. Desenho esquemático da montagem dos componentes para obtenção dos diferentes níveis de adaptação: adaptada (A e D) e desadaptada (B e E)	56
9. Figuras mostrando a obtenção dos modelos <i>index</i>	57
10. Microscópio óptico e modelos posicionado para avaliação do desajuste	58
11. Torquímetro digital de precisão	59
12. Desenho esquemático dos níveis de adaptação	59
13. Modelos <i>index</i> fixados em bancada para realização do aperto dos parafusos	60
14. Equipamento de ciclagem mecânica	61
15. Aplicação da carga no último molar	62

---

## LISTA DE TABELAS

- |    |  |    |
|----|--|----|
| 1. | Média e desvio padrão do torque de afrouxamento (artigo 1) | 15 |
| 2. | Média e desvio padrão do torque de afrouxamento (artigo 2) | 30 |

---

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1.	Mm	Milímetro
2.	µm	Micrometro
3.	Ncm	Newton/centímetro
4.	Hz	Hertz
5.	N	Newton
6.	%	Porcentagem
7.	P	Nível de significância
8.	A	Significância
9.	±	Desvio padrão
10.	ANOVA	Análise de Variância
11.	Ltda	Limitada
12.	Ti	Titânio
13.	Au	Ouro
14.	Fig.	Figura

---

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	PROPOSIÇÃO	6
3.	CAPÍTULOS	7
	Capítulo 1: Screw joint stability after retorque application in implant-supported dentures.	8
	Capítulo 2: Stability of prosthetic screws under two fit levels of implant-supported dentures after two mastigatory simulation conditions	23
4.	CONSIDERAÇÕES GERAIS	37
5.	CONCLUSÃO	44
6.	REFERÊNCIAS	45
	APÊNDICE	52
	Detalhamento da metodologia	52
	ANEXOS	64
	Declaração	64
	Comprovante de submissão do artigo – capítulo 1	65
	Comprovante de submissão do artigo – capítulo 2	66



---

## 1. INTRODUÇÃO

Uma alternativa às próteses convencionais é a utilização de implantes osseointegrados, que tornou-se uma opção frequente de tratamento nos últimos anos. Estudos confirmam a longevidade do tratamento com próteses fixas implantossuportadas em pacientes desdentados parciais e totais (Jemt & Lekholm, 1993; Zarb & Schmitt, 1993; Jemt, 1994; Lindquist, Carlsson e Jemt, 1996; Leles *et al.*, 2010; Roe *et al.*, 2010).

Embora próteses implantossuportadas sejam uma boa opção na reabilitação oral dos pacientes desdentados, quando as estruturas protéticas são parafusadas sobre os implantes ou pilares transmucosos, níveis consideráveis de tensões podem ser gerados no sistema implantorretido (Jemt *et al.*, 1991). Essas tensões são geradas no momento do torque dos parafusos de retenção, e são transferidas a todas as partes do sistema que estão sendo unidas pela ação destes parafusos (Burguete *et al.*, 1994). No caso de próteses múltiplas implantossuportadas que não apresentam adaptação perfeita, serão criadas tensões residuais estáticas, e a magnitude destas depende da amplitude do desajuste (Millington & Leung, 1995; Uludamar & Leung, 1996). Assim, uma prótese desadaptada e rigidamente conectada à múltiplos implantes exerce severa tensão sobre as fixações, não havendo dissipação desses esforços dada à íntima relação dos implantes com o tecido ósseo (Roberts *et al.*, 1984; Jemt & Lekholm, 1998), se comparada aos dentes naturais onde o ligamento periodontal consegue amortecer os impactos.

Na ausência de passividade, é possível que ocorram complicações biológicas (Adell *et al.*, 1981; Bauman *et al.*, 1992; Carlson & Carlsson, 1994; Kan *et al.*, 1999), além de inúmeras complicações mecânicas (Zarb & Schmitt, 1991; Naert *et al.*, 1992).

A instabilidade ou afrouxamento do parafuso é uma complicação frequentemente reportada em reabilitações com implantes (Jemt, 1991; Jemt *et al.*, 1992; Naert *et al.*, 1992; Jemt & Lekholm, 1993; Jemt, 1994; Kallus & Bessing, 1994; Behr *et al.*, 1998; Al-Turki *et al.*, 2002; Kim *et al.*, 2010). Embora o afrouxamento não seja uma complicação para o próprio parafuso, pode induzir complicações mais sérias aos demais componentes do sistema (Al-Turki *et al.*, 2002). O afrouxamento de um determinado parafuso em próteses múltiplas não é percebido pelo profissional ou paciente. Isso implica em sobrecarga aos demais parafusos, que poderão também afrouxar. Essa sequência de acontecimentos pode favorecer a ocorrência de falhas, seja por fratura de componentes, seja por perda óssea ao redor dos implantes ainda torqueados, devido à tensão exercida sobre as conexões e interface osso-implante.

Dessa forma, sugere-se que a infraestrutura de próteses múltiplas implantorretidas deve exibir adaptação passiva aos pilares ou implantes. Porém, do ponto de vista prático, perfeita adaptação é impossível de ser conseguida. Dessa maneira, o objetivo clínico é alcançar o mínimo desajuste (Hecker & Eckert, 2003; Abduo *et al.*, 2010). Alguns autores tentam definir um nível aceitável de desajuste para próteses sobre implantes. Jemt & Lie (1995) definiram adaptação passiva como nível de desajuste que não causasse qualquer complicação biológica ou mecânica ao longo do tempo, sugerindo que valores de desajuste menores que 150  $\mu\text{m}$ .

Além do desajuste das próteses, outros fatores têm sido associados ao afrouxamento dos parafusos que incluem forças de tensão que promovem deformação plástica, reduzindo a força que mantém a união entre parafusos e pilares (McAlarney & Stavropoulos, 1996), cargas compressivas de magnitude igual ou superior à pré-carga do parafuso (McAlarney & Stavropoulos, 1996; Alkan, Sertgöz e Ekici, 2004; Yousset *et al.*, 2005), carga oclusal cíclica induzindo micromovimento entre implante e prótese, desgastando áreas microscópicas de contato entre os sistemas (Jornéus, Jemt e Carlsson, 1992; Duyck *et al.*, 1997, Cantwell & Hobkirk, 2004); assentamento ou relaxamento do parafuso (Jornéus,

Jemt e Carlsson, 1992; Siamos *et al.*, 2002, Byrne *et al.*, 2006); além de diferenças na forma e material de confecção de parafusos (Yousset *et al.*, 2005).

Assim, conexões parafusadas estão em estado passivo, uma vez que o parafuso é submetido a um determinado torque serão criadas somente forças de fixação e a pré-carga. A pré-carga cria uma força compressiva que garante o contato entre a cabeça do parafuso e a base do pilar. A elongação do parafuso, coloca as roscas em tensão. A recuperação elástica do parafuso cria uma força que puxa a fixação e mantém prótese e pilares em contato (Haack *et al.*, 1995). A falência do parafuso de fixação poderá ocorrer em dois estágios: o primeiro quando uma carga excede a força compressiva e friccional que mantém as superfícies em contato; o segundo quando as forças que mantêm as superfícies em contato diminuem a tal ponto que a vibração e micromovimento acabam levando ao afrouxamento do parafuso (Bickford, 1981; Cantwell & Hobkirk, 2004).

Embora a carga promova alteração das estruturas, pouco se sabe sobre a influência do ato mastigatório sobre as conexões parafusadas de próteses múltiplas implantossuportadas (Dellow, Driessen e Nel, 1997, Kunavisarut *et al.*, 2002). O carregamento dos espécimes possibilita maior significância clínica dada a circunstância de carregamento funcional simulado (Martin *et al.*, 2001, Stücker *et al.*, 2008). No estudo feito por Rangel *et al.* (2007) os pilares que receberam ciclagem mecânica, simulando 20 dias de uso clínico, apresentaram diminuição significativa nos valores de torque de afrouxamento quando comparadas aos pilares que não receberam ciclagem. Dessa forma, é importante que sejam realizados estudos simulando a mastigação, para que tais dados sejam condizentes com o que pode ocorrer clinicamente e assim poder indicar a necessidade de acompanhamento clínico das próteses implantossuportadas.

Além da carga oclusal, outro fator que pode afetar a estabilidade do sistema é a quantidade de apertos e desapertos dos parafusos. As superfícies rugosas do parafuso podem deformar plasticamente ou desgastar quando comprimidas contra a superfície oposta durante o aperto do parafuso, resultando em uma maior aproximação entre essas superfícies e conseqüentemente a

diminuição da pré-carga do parafuso (Cantweel & Hobkirk, 2004). Assim, o desgaste friccional das rugosidades presentes nas roscas dos parafusos altera as estruturas, com consequente diminuição nos valores do torque inicial de aperto, quando o sistema está em função (Weiss, Kozak e Gross, 2000; Byrne *et al.*, 2006; Cantweel & Hobkirk, 2004) e também quando apertos e desapertos dos parafusos são realizados (Cantweel & Hobkirk, 2004).

Além disso, estudos têm avaliado a influência do material de confecção dos parafusos na estabilidade da conexão (Haack *et al.*, 1995; Martin *et al.*, 2001; Stüker *et al.*, 2007, Spazzin *et al.*, 2010). A literatura é controversa quanto aos valores de torque de remoção para diferentes materiais de parafusos protéticos. Nakamura *et al.* (2006) relataram que o torque de afrouxamento foi menor para os parafuso de titânio quando comparados aos parafusos de ouro, entretanto Stüker *et al.* (2007) relataram maior torque de remoção para os parafusos de titânio em relação aos de ouro, embora os parafusos de ouro tenham apresentado maior pré-carga.

Na tentativa de reduzir o afrouxamento dos parafusos, Siamos *et al.* (2002) avaliaram o efeito do retorque após 10 minutos do torque inicial de aperto em pilares intermediários, sugerindo um modo fácil e rápido para aumentar a estabilidade da conexão. Este fator também tem sido avaliado para parafusos protéticos em próteses múltiplas implantossuportadas (Spazzin *et al.*, 2010), embora sem simulação da função mastigatória.

Dessa maneira, o uso de próteses sobre implantes parafusadas pode exigir retorno periódico do paciente ao consultório (Binon, 2000). Este tipo de conexão gera maior tensão se comparada com as próteses sobre implantes cimentadas (Taylor & Agar, 2002; Michalakis & Hirayama, 2003). Complicações tais como afrouxamento dos componentes poderá causar, em longo prazo, deformações nas roscas dos parafusos, com redução na capacidade de união das partes, e necessidade de reapertos ou substituição de tais componentes poderão ser necessários (Alkan, Sertgöz e Ekici, 2004) a fim de evitar complicações mecânicas e biológicas ao sistema. Por isso, justifica-se este trabalho pelo fato de

existirem poucos estudos que comparem parafusos protéticos fabricados em diferentes materiais, utilizando diferentes técnicas de aperto em próteses múltiplas implantossuportadas, e como estes fatores podem influenciar a estabilidade da conexão após simulação da função mastigatória por meio de ciclagem mecânica. Além disso, a literatura é carente quanto a informações que justifiquem qual o melhor protocolo de acompanhamento após a instalação de próteses múltiplas implantorretidas, seja pela necessidade de substituição de componentes ou de reapertos periódicos.

---

## **2. PROPOSIÇÃO**

O objetivo desse estudo foi investigar a influência do retorque de parafusos de titânio e ouro na estabilidade de próteses múltiplas implantossuportadas em dois níveis de adaptação (passiva e desadaptada), simulando duas condições de uso clínico (6 meses, torque de afrouxamento, reaperto dos parafusos e mais 6 meses de simulação; ou 1 ano de simulação e torque de afrouxamento) através de ciclagem mecânica.

---

### 3. CAPÍTULOS

Esta tese está baseada na resolução CCPG/02/06 UNICAMP que regulamenta o formato alternativo para teses de Mestrado e Doutorado. Dois capítulos contendo artigos científicos compõem este estudo, conforme descrito abaixo:

#### **Capítulo 1:**

Screw joint stability after retorque application in implant-supported dentures.

- Artigo foi submetido à publicação no periódico **Clinical Oral Investigation**.

#### **Capítulo 2:**

Stability of prosthetic screws under two fit levels of implant-supported dentures after two mastigatory simulation conditions.

- Artigo foi submetido à publicação no periódico **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**.

---

## CAPÍTULO 1

### **Screw joint stability after retorque application in implant-supported dentures**

Department of Prosthodontics and Periodontics, Piracicaba Dental School,  
Campinas State University, São Paulo, Brazil.

*Correspondence to:*

Ana Paula Farina, Prosthodontics and  
Periodontics, Piracicaba Dental School,  
Campinas State University, Av. Limeira  
901, Box 52, Piracicaba, São Paulo,  
Brazil.

CEP: 13414-903.

Phone: 55 19 2106 5200

Fax: 55 19 3421 0144

E-mail: [ana\\_goergen@yahoo.com.br](mailto:ana_goergen@yahoo.com.br)



**Abstract** The purpose of this study was to evaluate the influence of retorque application on joint stability of titanium and gold prosthetic screws in implant-supported dentures under different fit levels, after one year of masticatory function simulated by means of mechanical cycling. Ten mandibular implant-supported dentures were fabricated and 20 cast models were prepared using the dentures to create two fit levels: passive fit and misfit. Two tightening techniques were also evaluated according to the retorque application and screw material: 1) without retorque + titanium screws; 2) without retorque + gold screws; 3) retorque + titanium screws; and 4) retorque + gold screws. In the retorque application, the screws were tightened to 10 Ncm and retightened to 10 Ncm after 10 min. The screw joint stability after one year of clinical function simulation was measured using a digital torque meter. Data were analyzed statistically by two-way ANOVA/Tukey's test ( $\alpha=0.05$ ). The factors of fit level and tightening technique, as well as the interaction between the factors, were statistically significant. The misfit decreases the loosening torque. The retorque application increased joint stability independent of fit level or screw material, suggesting that this procedure should be performed routinely during the tightening of these devices. The titanium screws lost more stability in the presence of misfit in the prosthesis.

Keywords: implant prostheses, misfit, retorque, prosthetic screw, loosening torque.

## Introduction

The goal of implant prosthodontics is achieving a passive fit between prosthetic framework and abutments. A misfit can lead to biological and mechanical complications, such as bone loss, abutment or implant fracture, and connecting screw loosening or breakage [1]. The difficulties occur from the number of manufacturing steps and the intrinsic properties of materials that always imply distortions [2]. Although the osseointegrated implants have some biologic tolerance for certain levels of misfit [3], large misfit can create instability or loosening of a prosthetic screw, inducing more serious complications involving other components [4]. This event may favor the occurrence of failures, resulting in component fractures or loss of bone tissue surrounding the implants that still have tightened screws, due to overload of stress on the screw joints and the bone–implant interface.

Multi-unit, implant-supported dentures do not present a perfect fit [5]; thus, residual static stresses are created. Their magnitude depends on the misfit amplitude [6], suggesting that these residual static stresses could change the behavior of the screw joint stability of multiple-unit when compared with simple unit implant dentures.

The preload keeps the screw threads tightly secured to the screw's mating counterpart and holds the parts together by producing a clamping force between the screw head and its seat. The screw elongates, placing the shank and threads in tension. The elastic recovery of the screw creates the clamping force that pulls the prosthesis and the implant together [7]. Preload must be maintained and fluctuate as little as possible to prevent joints from separating [8]. Besides adaptation, other variables may influence the produced preload value, such as the elastic modulus of the screws, opposing joint surfaces, abutment design, friction coefficient, lubrication and rate of the applied torque [9]. The success of a screwed connection is directly related to the preload reached during torque and the maintenance of this preload over time [10].

The compressive loading causes screw loosening if applied in a magnitude equal to or greater than the preload of the screw; in opposition, tensile forces could cause plastic screw deformation, which decreases the clamping forces that hold the joint components together [11]. Cyclic occlusal loading of the implant-supported restorations induces micromotion of the joint components, which could wear down the microscopically rough areas of the contacted surfaces, thereby contributing to screw loosening by decreasing the preload [12].

When an implant abutment screw is first tightened into an implant, contact between the screw and implant threads will occur only on microscopically rough high spots. These contact surfaces in combination with other plastic flow within the components can result in reduction of preload, an effect known as relaxation. About 2% to 10% reduction in preload may occur within the first seconds or minutes after tightening [8]. The retorque application can increase the joint stability for prosthetic screws [13].

Therefore, the purpose of this study was to evaluate the influence of the retorque application on joint stability of titanium and gold prosthetic screws in implant-supported dentures under different fit levels. The hypothesis tested was that the application of the retorque increases loosening torque of the prosthetic screws.

## **Materials and Methods**

### *Experimental Design*

Ten mandibular implant-supported dentures were fabricated with cast Co-Cr (Cobalt-Chromium) alloy to frameworks, and heat-polymerized acrylic resin and artificial teeth were used as veneering material. Subsequently, 20 epoxy resin models (10 with passive fit and 10 with misfit) were prepared to two conditions: fit (passivity) and misfit (vertical gap). These fit levels were quantified through a single-screw test. Two screw materials and retorque applications were tested on

the loosening torque in the two fit levels of the dentures. Forty titanium screw sets (five screws for each set) and 40 gold screw sets were evaluated (n=10). Therefore, two tightening techniques were evaluated which varied according to the retorque application and screw material to each fit levels: 1) without retorque + titanium screws; 2) without retorque + gold screws; 3) retorque + titanium screws; and 4) retorque + gold screws. For the retorque application, the screws were 10 Ncm and retightened 10 Ncm after 10 min. The loosening torque was evaluated using a digital torque meter after one year of masticatory function simulation achieved via mechanical cycling.

#### *Prosthetic Structure Fabrication*

A metal matrix was fabricated and five conical abutment analogs (4.1 mm Micro-unit, Conexão Prosthesis System, São Paulo, Brazil) were fixed with transversal screws. The abutment analog disposition (A, B, C, D and E) used in this study simulates a clinical situation of five implants placed between mental foramens, arranged in an arch mode with 10 mm inter-implant spaces.

A master cast was fabricated using a splinted impression technique to allow the waxing of 10 prosthetic frameworks with calcinable cylinders (Conexão Prosthesis System) and wax cylinders (Wax wire 4.0, Dentauro, Pforzheim, Germany). The free ends were standardized at a 10mm distal extension. The frameworks were cast in Co-Cr alloy (Star Loy C, DeguDent GmbH, Germany) using the lost-wax casting technique. Heat-polymerized acrylic resin (Clássico, São Paulo, Brazil) and artificial teeth (Vipi Plus, VIPI, Pirassununga, Brazil) were used as veneering material. Both the infrastructure and veneering material dentures were standardized through the silicone matrix.

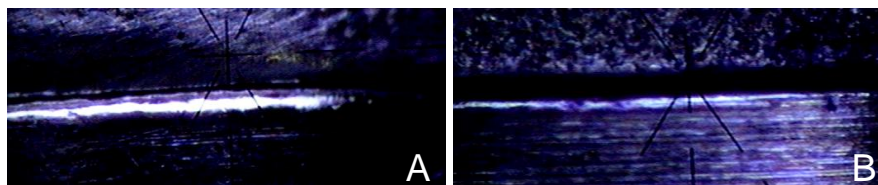
### *Fit Level Simulation*

Twenty epoxy resin models (10 for passive fit and 10 for misfit) were fabricated using the prosthetic structures, maintaining the abutment analog positions to simulate the two levels of fit tested. For the passive fit groups, no rings were used between the abutment analogs and framework cylinders of the prosthesis. For the misfit groups, three steel rings of different thicknesses (100, 200 and 300  $\mu\text{m}$ , one for each analog) were used between the framework cylinders and abutment analogs (C, D and E respectively); the other abutment analogs (A and B) were screwed directly to the framework cylinders. The rings were added to create a vertical prosthetic misfit of approximately 250  $\mu\text{m}$ . The groups without rings represent the control group (passive prostheses). All these sets were invested in the epoxy resin (Araldite, Araltec Produtos Chemicals São Paulo, Brazil) using a delineator. The single-screw test was used to quantify the two levels of fit tested.

### *Fit Evaluation (Single-Screw Test)*

An optic microscope (VMM-150, Walter Uhl, Asslar, Germany) was used to measure the vertical misfit at 120x magnification. The technique used to measure the vertical misfit was based on the single-screw test protocol [14]. This technique involved one titanium screw (Conexão Prosthetic System Ltda) tightened to 10 Ncm onto the abutment “A” using a digital torque meter with a 0.1-Ncm precision (TQ8800, Lutron, Taipei, Taiwan). Vertical misfits between platform abutment analogs and the inferior border of the denture framework cylinders were measured (3x), considering the buccal and lingual faces of the abutments “C” and “E”. Next, the titanium screw was loosened and replaced with another screw tightened to 10 Ncm onto abutment “E,” and the vertical misfit of the abutments “C” and “A” were evaluated as was done previously. Optical microscope image of passive and misfit groups were obtained (Fig. 1). A total of 24 vertical misfit values were obtained for each prosthetic structure and its cast model, and then the mean of these values

was calculated to determine the prosthesis misfit. The mean values and standard deviations concerning the vertical misfit were  $49.27 \mu\text{m}$  ( $\pm 20.66$ ) for passive fit; and  $246.54 \mu\text{m}$  ( $\pm 65.54$ ) for misfit. The Student's t-test showed statistical significant difference between the levels of fit ( $p < 0.001$ ).



**Fig. 1** Optical microscope image of passive (A) and misfit (B) groups

#### *Cyclic Load and Loosening Torque Evaluation*

Forty screw sets (five screws in each set) of titanium alloy and 40 screw sets of gold alloy were evaluated in the two fit levels (passive fit and misfit). The epoxy resin models were fixed to a laboratory desk using a metal peg, and the prosthetic screws were tightened in the sequence B, D, C, A and E [15]. Two tightening techniques were tested for each screw group and fit level: 1) only the 10-Ncm initial tightening torque was applied; 2) 10-Ncm initial tightening torque was applied to the screws, and 10 min later the screws were retorqued to 10 Ncm.

Cyclic load was applied vertically on a complete, fixed implant-supported denture that was immersed in artificial saliva (1.5 mmol/L Ca, 3.0 mmol/L P, 20.0 mmol/L  $\text{NaHCO}_3$ , pH 7.0) [16] and submitted to a masticatory simulation. It was applied in the vertical dynamic load of 150 N [17] in the central fosse of the last molar in the distal extension cantilever. Simulated cyclic occlusal load was applied to the prosthesis with a custom-made cyclic loading machine (ER 11000 Plus, Erios, São Paulo, SP, Brasil). The loosening torque was evaluated after one year masticatory function simulation by means of mechanical cycling. These estimations were based on the assumption that an individual has 3 episodes of chewing per

day, each 15 minutes in duration at a chewing rate of 60 cycles per minute (1 Hz). This is equivalent to 2.700 chewing cycles per day or roughly  $10^6$  cycles per year [18].

One calibrated researcher performed the loosening torque. The epoxy resin models were fixed and the loosening torque of a determined prosthetic screw was evaluated in the same tightening sequence (B, D, C, A and E), and this screw was again tightened (10 Ncm) to its abutment; thus, the loosening torque of the other prosthetic screws was measured with all the other screws tightened. The mean loosening torque values (Ncm) of the screw sets were submitted to two-way ANOVA (tighten technique vs. fit). All pairwise multiple comparison procedures were carried out using the Tukey's test ( $p < 0.05$ ).

## Results

Results for loosening torque are shown in Table 1. The factors of "fit" ( $p < 0.001$ ) and "tighten technique" ( $p < 0.001$ ), as well as the interaction between the factors ( $p < 0.05$ ), were statistically significant.

All tightening techniques presented significantly lower loosening torque values in dentures with misfit when compared with those observed in dentures with passive fit ( $p < 0.05$ ). Retorque had significant increase on the loosening torque when the titanium and gold screws were used, regardless of the fit levels ( $p < 0.05$ ).

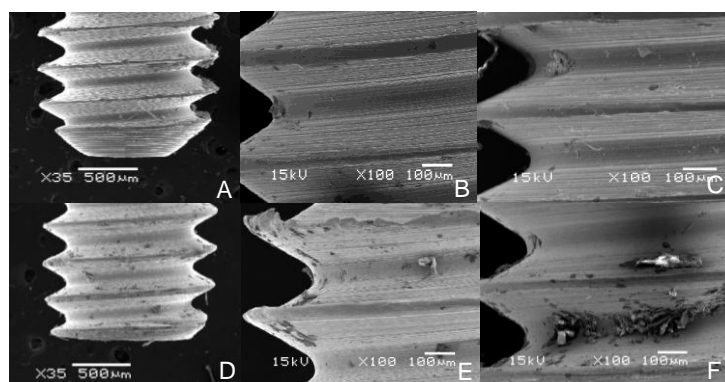
**Table 1** Means (Standard Deviation) for Loosening Torque (Ncm)

Fit	Tighten technique			
	Ti	Au	Ti + Retorque	Au + Retorque
Passive fit	7.3 ( $\pm 0.8$ ) <sup>B,a</sup>	6.2 ( $\pm 0.8$ ) <sup>C,a</sup>	8.3 ( $\pm 0.7$ ) <sup>A,a</sup>	7.8 ( $\pm 0.6$ ) <sup>AB,a</sup>
Misfit	5.0 ( $\pm 0.9$ ) <sup>B,b</sup>	5.0 ( $\pm 0.8$ ) <sup>B,b</sup>	7.2 ( $\pm 0.9$ ) <sup>A,b</sup>	6,6 ( $\pm 0.7$ ) <sup>A,b</sup>

Capital letters indicate differences in a same line. Lowercase letters indicate differences in a same column

In passive dentures, the highest values for loosening torque were observed for the titanium and gold screws with retorque ( $p>0.05$ ) and when comparing titanium and gold screws without retorque, the titanium screws showed the highest loosening torque values ( $p<0.05$ ). Titanium and gold screws had no significant difference on the loosening torque for the same tightening technique used in misfit dentures ( $p>0.05$ ), although the highest values were found after the retorque application ( $p<0.05$ ).

Areas of deep pits and furrows in the gold screws were found after loosening caused plastic deformation in these screws. The titanium screws demonstrated a more homogenous surface, how demonstrated in photomicroscope image (Fig. 2).



**Fig. 2** Photomicroscope image of titanium screw before use (A) and after use (B and C). Gold screw before use (D) and after use (E and F)

## Discussion

Achieving a passive fit in a prosthetic framework is a primary goal of implant-supported restorations, principally, using multiple implants. The misfit can lead to complications, such as bone loss, abutment or implant fracture, and connecting screw loosening or breakage [1, 19]. Problems occur due to the number of



manufacturing steps and the intrinsic properties of materials that always imply distortions [20, 2]. Jemt and Lie in 1995 [21] defined passive fit as the level that did not cause any long-term clinical complications and suggested misfits smaller than 150  $\mu\text{m}$  were acceptable.

In this study, the misfit caused a significant decrease in the loosening torque, regardless of the tightening technique. The main cause of this result probably was the generation of residual stresses in the implant-retained system. When a determined torque is applied to the screws, the ideal environment would include only the forces that the two joint members exert on each other and the tension on the screw that was created (i.e., the clamping force and preload) [22]. When a prosthesis framework with lack of passivity is harshly connected to the osseointegrated implants, extra shearing and tension stresses will be created, acting on the screw joints [23]. Therefore, contact between the prosthesis cylinder and abutment/implant platform is a key factor because this can reduce the load over the abutment screw [24].

In the present study, the results of all groups showed that the torque necessary to remove the prosthetic screws was lower than the initial tightening torque. This is in agreement with other studies [4, 25]. Beyond the misfit, several factors may influence the produced preload values, such as the elastic modulus of the screws, opposing joint surfaces, abutment design, friction coefficient, lubrication and rate of the applied torque [9]. It has been demonstrated in the engineering that when the thread is realized, plastic deformation and wear of surface rough occur in both the dynamic and static states [12]. This has the effect of reducing surface friction within the system and also results in loss of preload, referred as “settling” of the joint [26].

The reduction of preload and forces sufficient to overcome the frictional and compressive forces that keep the contacting surfaces together can cause lower values for the loosening torque of the screws [9]. In the present study, the gold screws showed lower values of loosening torque, although this difference was significant only in passive prosthesis groups without retorque application. This may

be explained by the titanium screws presenting lower plastic deformation than did the gold screws, increasing the preload on the screw joint. Guda et al. [27] suggested that materials with higher elastic modulus should be used for manufacturing abutment screws. Nevertheless, the reduction of the loosening torque to the titanium screws in the misfit dentures without retorque application may be due to lower malleability and higher frictional resistance. The smaller contact area between the screw threads between surfaces suggests higher sensitivity of the titanium screws [28]. In addition, the higher malleability and ductility of the gold screws [13] can lead to wear of the roughness and decrease the coefficient of friction of the head and threads screw; consequently, resistance to loosening decreases [29].

The tested hypothesis was confirmed; once the retorque was applied 10 min after the initial tightening, the loosening torque for the titanium and gold screws increased regardless of the fit level. Some authors have estimated that up to 10–24.9% of the initial preload is lost after tightening [7, 9]. Rough spots flatten or wear promotes the embedment relaxation of the components [9]. The amount of embedment relaxation or settling that occurs depends on the number of rough spots on the contacting surfaces, the surface hardness of the screw, and the amount of load applied to the system [30]. The screw retightening 10min after the first torque application should be used as a routine clinical technique to avoid preload reducing and consequent loosening of screws.

## **Conclusions**

All tightening techniques presented loosening torque values that were significantly lower in misfit dentures than in passive fit dentures. However, the retorque application significantly increased the loosening torque when the titanium and gold screws were used. Therefore, the retorque application increased the joint stability for prosthetic screws regardless of the denture fit, suggesting that this procedure should be performed routinely during screw tightening.

## **Acknowledgements**

This study was supported by FAPESP protocol 2009/02306-4 and grant protocol 2009/51423-3.

## References

1. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA (2000) Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 84(6):602-607.
2. Sahin S, Cehreli MC (2001) The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent* 10(2):85-92.
3. Jemt T, Book K (1996) Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(5):620-625.
4. Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC (2002) Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 15(1):38-42.
5. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD (2007) Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 18(2):139-143.
6. Millington ND, Leung T (1995) Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 8(6):511-516.
7. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey (1995) JP Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(5):529-536.
8. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD (1993) Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 6(5):435-439.
9. Cantwell A, Hobkirk JA (2004) Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(1):124-132.
10. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA (2001) Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 85(3):268-275.
11. McAlarney ME, Stavropoulos DN (1996) Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the

prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(3):331-339.

12. Jornéus L, Jemt T, Carlsson L (1992) Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7(3):353-359.

13. Spazzin AO, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF (2010) Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J* 21(1):12-17.

14. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA (1993) Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 6(4):346-363.

15. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A (2004) Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(2):192-198.

16. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG (2009) The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 102(2):74-80.

17. Mericske-Stem R, Zarb GA (1996) In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Impl Res* 7(2):153-161.

18. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM (2001) Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 85(1):47-52.

19. Kallus T, Bessing C (1994) Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(2):169-178.

20. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL (1999) Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 12(2):167-178.

21. Jemt T, Lie A (1995) Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. 6(3):172-180.

22. Bickford JH (2007) Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints. 4th ed. Boca Ration: CRC Press.
23. Skalak R (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49(6):843-848.
24. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N (1998) The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 80(2):184-192.
25. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF (2008) Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 19(4):358-363.
26. Rangert B, Gunne J, Sullivan D (1991) Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(2):177-186.
27. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR (2008) Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent* 100(3):183-193.
28. Spazzin AO, Henriques GE, Nobilo MAA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF (2009) Influence of prosthetic screw material on joint stability in passive and non-passive implant-supported dentures. *Open Dent J* 30(3):245-249.
29. Weiss EI, Kozak D, Gross MD (2000) Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 84(2):194-199.
30. Siamos G, Winkler S, Boberick KG (2002) Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 28(2):67-73.

**Stability of prosthetic screws under two fit levels of implant-supported dentures after two mastigatory simulation conditions**

**Authors' affiliations:**

Department of Prosthodontics and  
Periodontics, Piracicaba Dental  
School, Campinas State University São  
Paulo, Brazil.

**Correspondence to:**

Ana Paula Farina, Prosthodontics and  
Periodontics, Piracicaba Dental School,  
Campinas State University, Av. Limeira  
901, Box 52, Piracicaba, São Paulo,  
Brazil.

CEP: 13414-903.

Phone: 55 19 2106 5200

Fax: 55 19 3421 0144

E-mail: [ana\\_goergen@yahoo.com.br](mailto:ana_goergen@yahoo.com.br)

**Purpose:** This study determined the best method to maintain joint stability using different prosthetic screw materials in two fit levels of implant-supported dentures, following two clinical use simulations. **Materials and methods:** Ten mandibular implant-supported dentures were manufactured and 20 epoxy resin models were obtained for each fit level. Eight groups (n=20) were tested, according to the vertical fit (passive and misfit) and the prosthetic screw materials (titanium and gold). The single screw-test was performed to quantify the vertical misfits using an optic microscope. The loosening torque was measured after simulations of two types of clinical use: 1) six months of use / torque loosening / retightening / another six months of use / loosening torque; and 2) one year of use / loosening torque. Data were analyzed by means of a two-way ANOVA/Tukey's test ( $\alpha=0.05$ ). **Results:** The factors of cycling time and condition use (fit level and screw type), as well the interaction between the factors, influenced the loosening torque ( $p<0.05$ ). After 6 months and another 6 months of clinical use simulation, titanium screws showed higher loosening torque values than did gold screws for the same fit level ( $p<0.05$ ). After one year of clinical use simulation, titanium and gold screws in passive dentures showed higher loosening torque values than they did in misfit dentures ( $p<0.05$ ). The titanium screws presented a decrease in the loosening torque after one year in misfit dentures. **Conclusions:** The stability of titanium screws was higher than gold screws after 6 months of simulation, due to its lower plastic deformation. When the cycling time was analyzed, titanium screws were less stable after 1 year of simulation due to loss of torque in misfit presence.

**Key words:** implant prosthesis, cyclical loads, prosthetic screw, loosening torque.

## **Introduction**

The fabrication of an implant-supported prosthesis requires an intimate and passive connection of the superstructure to the implant. Lack of passivity of implant-supported dentures may cause biologic complications of the surrounding tissues or mechanical failures of the dentures and implant systems. Biological complications may include adverse tissue reactions, pain, tenderness, marginal bone loss, and loss of osseointegration. Mechanical complications may include



loosening of the prosthetic and abutment screws or fracture of various components in the system.<sup>1,2</sup>

When a screw is submitted to a certain torque on the screw joints in a passive state, the only forces created are the clamping force and the preload. The clamping force is the compressive force that two joint members exert on each other, created by the force that the screws are exerting on them. The clamping force on the joint is initially created when the joint is assembled and the screws are tightened. This action also creates tension in the screws; this tension is usually called preload at this stage.<sup>3</sup>

Screws could loosen through one or a combination of the following mechanisms. The screw loosening of implant-supported restorations occurs due to excessive bending on the screw joint and settling effects. The larger bending force causes a permanent, plastic deformation of the screw, resulting in screw loosening. In addition, the surfaces are not in full contact due to surface roughness. When the screw interface is subjected to external loads, micromovements occur between the surfaces and wear of the contact areas can.<sup>4,5</sup> About 2–10% of the initial preload is lost due to the settling effect, so the torque necessary to remove a screw is less than the torque initially used.<sup>5</sup>

The magnitude of settling depends on the initial surface roughness, the surface hardness and the magnitude of the loading forces.<sup>4</sup> Compressive loading causes screw loosening if applied in a magnitude equal to or greater than the preload of the screw, and it consequently decreases the clamping forces that hold the joint components together.<sup>6</sup> Therefore, tensile forces could cause plastic deformation of the screw, which would consequently decrease the clamping force that maintains the contact of the joint components and could loosen the screw through micromotion of the joint components. Although Tzenakis et al<sup>7</sup> reported that the preload can be increased after repeated tightening, other authors reported a decrease.<sup>8,9</sup> Byrne et al<sup>9</sup> found that the preload generated by titanium screws remained stable for three episodes of tightening, while gold screws decreased the

preload after the first period. Therefore, it is still not known what the best protocol for tightening of prosthetic screws is and whether recall would be necessary.

The purpose of this study was to determine the best method to maintain joint stability of titanium and gold prosthetic screws in two protocols tightening the screws after a year of simulation of mastication (six months of clinical use simulation, loosening torque, another six months; or one year of clinical use simulation) to and verify when a re-tightening should be done in implant-supported dentures under different fit levels. The hypotheses tested were that: 1) different screw materials had different behavior concerning the maintaining of the joint stability after clinical use simulation; 2) one year of clinical use simulation decreases the loosening torque compared with a regimen of six months of clinical use simulation, loosening torque and another six months of simulation.

## **Material and methods**

### *Experimental Design*

Ten mandibular implant-supported dentures were fabricated with cast Co-Cr (Cobalt-Chromium) alloy to frameworks and heat-polymerized acrylic resin, and artificial teeth were used as veneering material. Subsequently, 20 epoxy resin models were prepared to match two fit levels: the fit (passivity) and misfit (vertical gap).<sup>10</sup> These fit levels were quantified through a single-screw test. The loosening torque of titanium and gold prosthetic screws was tested in two fit levels of the dentures and two conditions of clinical use simulation. Eighty titanium screw sets (five screws for each set) and 80 gold screw sets were evaluated separately and assigned to four groups (n=20) to each screw groups. The loosening torque was evaluated using a digital torque meter after different masticatory function simulations using mechanical cycling: 1) six months of cycling simulation / loosening torque / retightening / six additional months of cycling simulation / loosening torque; and 2) one year of cycling simulation / loosening torque.

### *Prosthetic Structure Fabrication*

A metal matrix was fabricated and five conical abutment analogs (4.1 mm Micro-unit, Conexão Protheses Systems, São Paulo, Brazil) were fixed with transverse screws. The abutment analog disposition (A, B, C, D and E) used in this study simulates a clinical situation of five implants placed between mental foramens, arranged in an arch mode with 10-mm inter-implant spaces. A master cast was fabricated using a splinted impression technique to allow the waxing of ten prosthetic frameworks with calcinable cylinders (Conexão Protheses Systems) and wax cylinders (Wax wire 4.0, Dentauro, Pforzheim, Germany). The free ends were standardized at a 10-mm distal extension. The frameworks were cast in Co-Cr alloy (Star Loy C, DeguDent GmbH, Germany) using the lost-wax casting technique. Heat-polymerized acrylic resin (Clássico, São Paulo, Brazil) and artificial teeth (Vipi Plus, VIPI, Pirassununga, Brazil) were used as veneering materials. Both the infrastructures and veneering material dentures were standardized through the silicone matrix.

### *Fit Level Simulation*

Twenty epoxy resin models (10 for passive fit and 10 for misfit) were fabricated using the prosthetic structures, maintaining the abutment analog positions to simulate the two fit levels tested. For the passive fit groups, no rings were used between the abutment analogs and framework cylinders of the prosthesis. For the misfit groups, three steel rings of different thicknesses (100, 200 and 300  $\mu\text{m}$ , one for each analog) were used between the abutment analogs and framework cylinders (C, D and E respectively); the other abutment analogs (A and B) were screwed directly to framework cylinders. The rings were added to create a vertical prosthetic misfit of approximately 250  $\mu\text{m}$ . The groups without additional rings represent the control group (passive prostheses). All these sets were invested in

the epoxy resin (Araldite, Araltec Chemicals, São Paulo, Brazil) using a delineator. The single-screw test was used to quantify the two levels of fit tested.

#### *Fit Evaluation (Single-Screw Test)*

An optic microscope (VMM 150, Walter Uhl, Asslar, Germany) was used to measure the vertical misfit at 120x magnification. The technique used to measure the vertical misfit was based on the single-screw test protocol.<sup>11</sup> This technique involved one titanium screw (Conexão System Prosthesis) tightened to 10 Ncm onto abutment A using a digital torque meter with a 0.1-Ncm precision (TQ8800, Lutron, Taipei, Taiwan). Vertical misfits between platform abutment analogs and the inferior border of the denture framework cylinders were measured, three times, considering the buccal and lingual faces of abutments C and E. Next, the titanium screw was loosened and replaced with another screw tightened to 10 Ncm onto abutment E, and the vertical misfit of abutments C and A were evaluated, as was done previously. A total of 24 vertical misfit values were obtained for each prosthetic structure and its cast model, and then the mean of these values was calculated to determine the misfit of the prosthesis. The mean values and standard deviations concerning the vertical misfit were 49.27  $\mu\text{m}$  ( $\pm 20.66$ ) for passive fit and 246.54  $\mu\text{m}$  ( $\pm 65.54$ ) for misfit. The Student's t-test showed a statistically significant difference between the levels of fit ( $p < 0.001$ ).

#### *Cyclic Load and Loosening Torque Evaluation*

Eighty screw sets (five screws in each set) of titanium alloy and 80 screw sets of gold alloy were evaluated in the two fit levels (fit and misfit). The epoxy resin models were fixed to a laboratory desk using a metal peg, and the prosthetic

screws were tightened in the sequence B, D, C, A and E<sup>12</sup> using a digital torque meter.

Cyclic load was applied vertically on a complete fixed implant-supported denture that were immersed in artificial saliva (1.5 mmol/L Ca, 3.0 mmol/L P, 20.0 mmol/L NaHCO<sub>3</sub>, pH 7.0)<sup>13</sup> and submitted to a mechanical fatigue test. It was applied in the vertical dynamic load of 150<sup>14</sup> in the central fosse of the last molar. Simulated cyclic occlusal load was applied to the prostheses with a custom-made cyclic loading machine (ER 11000 Plus, Erios, São Paulo, Brasil). The loosening torque was evaluated using a digital torque meter after different masticatory function simulations using mechanical cycling: 1) six months / loosening torque / retightening / six months / loosening torque; and 2) one year / loosening torque. These estimations were based on the assumption that an individual has 3 episodes of chewing per day, each 15 minutes in duration at a chewing rate of 60 cycles per minute (1 Hz). This is equivalent to 2.700 chewing cycles per day or roughly 10<sup>6</sup> cycles per year.<sup>15</sup>

Only one calibrated operator performed the loosening torque. The epoxy resin models were fixed to a laboratory desk and the loosening torque was evaluated in the same tightening sequence (B, D, C, A and E). After evaluation of the loosening torque of a screw, it was retightened (10 Ncm) to enable evaluation of the other screws. Therefore, the loosening torque of the other prosthetic screws was measured with all the other screws tightened. Data were submitted to a two-way ANOVA (cycling time vs. condition used). All pairwise multiple comparison procedures were carried out by Tukey's test ( $\alpha = 0.05$ ).

## Results

Results for loosening torque are shown in Table 1. The factors of cycling time ( $p < 0.004$ ) and condition use ( $p < 0.001$ ), as well the interaction between the factors ( $p = 0.020$ ), were significant.

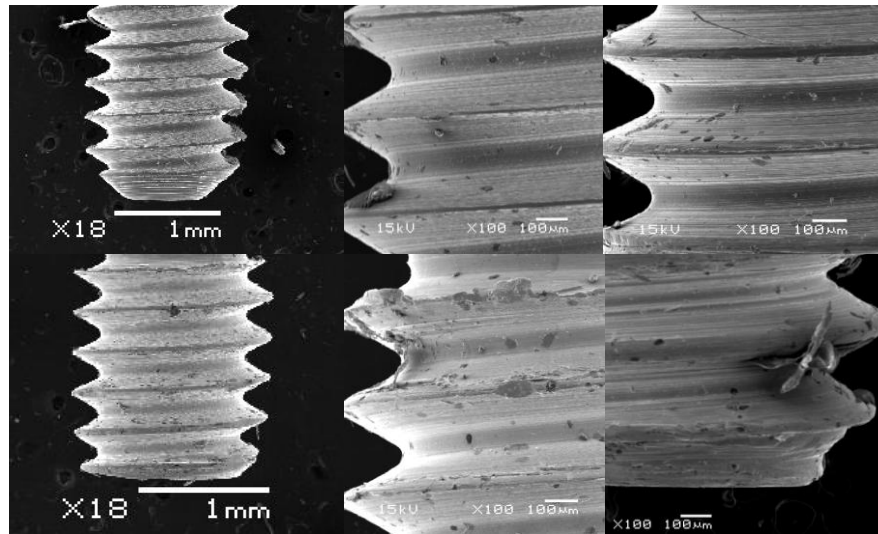
**Table 1. Means (SD) for Loosening Torque (Ncm)**

Cycling time	Condition use			
	Ti-passive fit	Ti-misfit	Au-passive fit	Au-misfit
6-6 months	8.2 (1.2) <sup>Aa</sup>	7.5 (1.5) <sup>ABa</sup>	6.8 (0.7) <sup>BCa</sup>	6.3 (0.8) <sup>Ca</sup>
1 year	7.8 (0.9) <sup>Aa</sup>	6.1 (1.4) <sup>BCb</sup>	7.0 (1.1) <sup>ABa</sup>	5.8 (1.1) <sup>Ca</sup>

Capital letters indicate differences in a same line. Lowercase letters indicate differences in a same column

Overall, after six months, torque evaluation and another six months of clinical use simulation, the titanium screws showed higher loosening torque than did the gold screws for the same fit level ( $p < 0.05$ ). The gold screws in passive dentures showed statistically similar to titanium screws in misfit dentures ( $p > 0.05$ ). After one year of clinical use simulation, titanium and gold screws in passive dentures showed higher loosening torque values than did titanium and gold screws in misfit dentures ( $p < 0.05$ ). When compared cycling time no significant difference was showed, except to titanium screws in misfit denture that showed higher loosening torque values.

Areas of deep pits and furrows were found in the gold screws after loosening caused plastic deformation in the screws. The titanium screws demonstrated a more homogenous surface, how demonstrated in photomicroscope image (Fig 1).



**Fig. 1** Photomicroscope image of titanium screw before use (A) and after use (B and C). Gold screw before use (D) and after use (E and F)

## Discussion

The results presented in this study showed that in all groups, irrespective of the screw material used, the torque necessary to remove the prosthetic screws was lower than the initial tightening torque. This is in agreement with other studies.<sup>16,17</sup> The reduction of preload and forces sufficient to overcome the frictional and compressive forces that keep the surfaces in contact can cause lower values and screw loosening.<sup>8</sup> The preload value may be influenced by several factors, such as the elastic modulus of the screws, opposing joint surfaces, abutment design, friction coefficient, lubrication, rate of the applied torque and the adaptation between the fixture hexagon and the abutment.<sup>8</sup> The engineering demonstrated that when the thread is realized, plastic deformation and wear due to surface roughness occur in both the static and dynamic states.<sup>18</sup> This has the effect of reducing surface friction within the system and also results in loss of preload, referred to as “settling” of the joint.<sup>19</sup>

Another factor that may influence the loosening screws is the prosthesis fit, and achieving a passive fit of the prosthetic framework is the goal of implant

prosthodontics. A misfit of the prosthetic device can lead to complications, such as bone loss, screw loosening or breakage, and abutment or implant fracture.<sup>20,21</sup> Problems occur due to the number of manufacturing steps and the intrinsic properties of materials that always imply distortions.<sup>22,23</sup> Therefore, misfits are a clinical reality, since these procedures are not able to eliminate them completely.<sup>20</sup>

When screws are tightened, they are elongated, putting the thread in tension; the elastic recovery of the screw is able to create a clamping force which will keep the prosthesis and the abutment / implant in contact.<sup>24</sup> Thus, torque and preload can be influenced by prosthetic misfit, where part of the preload is used to approximate the surfaces, causing additional stress to the screw. The overload generated to the screw may lead to additional stress on other system components and consequent generation of fatigue, causing fracture or loosening of the screw.<sup>25,26</sup>

The misfit caused a significant decrease in loosening torque of titanium and gold screws after one year of clinical use simulation. Therefore, contact between cylinder, abutment and implant platform is a key factor because it reduces the load on the screws.<sup>27</sup> After six months of clinical use simulation, torque evaluation, and another six months of clinical use simulation, there was no difference statistical between passive and misfit groups for gold or titanium screws. This may have been influenced by the screw material after repeated tightening.

The literature on repeated tightening contains a number of conflicting views. Tzenakis et al<sup>7</sup> reported that an increase in preload after repeated tightening; on the other hand, Cantwell and Hobkirk<sup>8</sup> and Byrne et al<sup>9</sup> reported its decrease. Byrne et al<sup>9</sup> reported that preloads generated by titanium alloy screws were essentially unchanged for the three tightening episodes, while gold alloy screws lost preload after the first tightening. The preload was not evaluated in this study. Therefore, when the loosening torque was evaluated titanium screw presented mean values higher than gold screws, to the same fit level and after 6 months another 6 months of clinical use simulated. The decreased loosening torque in gold screws may occur due to the higher malleability and ductility of the



material.<sup>10</sup> The wear of the roughness may decrease the coefficient of friction of the heads and threads of the screws; consequently, resistance to loosening decreases.<sup>28</sup> Therefore, the titanium screws present lower plastic deformation than do the gold screws, increasing the stability of the screw joint (Fig 1). The materials with higher elastic modulus should be used for manufacturing abutment screws.<sup>29</sup> In this way, hypothesis 1 was confirmed.

When comparing the two conditions of clinical use simulation (six months plus six months or one year), there was no significant difference between groups, except for titanium screws in misfit dentures, confirming partially hypothesis 2. The titanium screws had more loss of torque when used in misfit dentures. The lower malleability and higher frictional resistance of titanium screws could have allowed a smaller contact area between the threads and the opposite surface than did the gold screws, suggesting greater sensitivity of the titanium screws to the residual static<sup>30</sup> and dynamic stresses. Thus, the retightening after six months improves the stability of titanium screws in misfit dentures.

### **Acknowledgments**

This study was supported by FAPESP protocol 2009/02306-4 and grant protocol 2009/51423-3.

### **Conflict of interest**

The authors deny any financial affiliations related to this study or its sponsors.

## References

1. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843–848.
2. Kim YK, Kim SG, Yun PY, Hwang JW, Son MK. Prognosis of single molar implants: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:401–407.
3. Bickford JH. Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints. Boca Ration, 2007 CRC Press.
4. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270–278.
5. Shigley JE. Mechanical Engineering Design. New York, NY: McGraw Hill, 1977:240–245. .
6. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:331–339.
7. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183–191.
8. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124–132.
9. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164–171.
10. Spazzin AO, Henriques GE, Nobilo MAA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J* 2010;21:12–17.

11. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;6:346–363.
12. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:192–198.
13. Pigozzo MN, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 2009;102:74–80.
14. Mericske-Stem R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153–161.
15. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47–52.
16. Barbosa GA, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MG, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008;19:358–363.
17. Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38–42.
18. Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353–359.
19. Rangert B, Gunne J, Sullivan D. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:177–186.
20. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000;84:602–607.

21. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169–178.
22. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167–178.
23. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. *Implant Dent* 2001;10:85–92.
24. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey J. Elongation preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529–536.
25. Burquete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592–599.
26. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511–516.
27. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184–192.
28. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194–199.
29. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent* 2008;100:183–193.
30. Spazzin AO, Henriques GE, Nobilo MAA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Influence of prosthetic screw material on joint stability in passive and non-passive implant-supported dentures. *Open Dent J* 2009;30:245–249.

---

## 4. CONSIDERAÇÕES GERAIS

A longevidade de próteses fixas implantossuportadas em pacientes desdentados parciais e totais tem sido avaliada (Adell *et al.*, 1981; Jemt & Lekholm, 1993; Zarb e Schmitt, 1993; Jemt, 1994; Lindquist, Carlsson e Jemt, 1996; Roe *et al.*, 2010) sendo uma alternativa às próteses convencionais.

Porém, técnicas de laboratório não permitem a confecção de infraestruturas em monobloco com níveis aceitáveis de adaptação, uma vez que distorções podem ser geradas em qualquer passo do processo de confecção de próteses implantossuportadas (Romero *et al.*, 2000). A maioria das distorções ocorre devido à alteração volumétrica dos materiais utilizados, que incluem material de impressão, gessos, ceras, revestimentos e fundição do metal (Gettleman e Ryge, 1970; Linke, Nicholls e Faucher, 1985; Humphries, Yaman e Bloem, 1990; Carr, 1991; Carr & Stewart, 1993; Inturregui *et al.*, 1993; Assif, Marshak e Schmidt, 1996).

Em próteses não-passivas é possível que ocorram complicações biológicas, incluindo reação adversa aos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea marginal e até perda da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Bauman *et al.*, 1992; Carlson & Carlsson, 1994; Natali *et al.*, 2006; Winter *et al.*, 2010), além de complicações mecânicas, como fratura de pilares intermediários, soltura ou fratura do parafuso protético ou de fixação do pilar, e mesmo fratura da infraestrutura metálica (Zarb & Schmitt, 1991; Naert *et al.*, 1992).

Quando dois componentes são conectados por um parafuso, o conjunto formado é denominado conexão parafusada, e a força de aperto que mantém as partes unidas são a força de fixação e a pré-carga (Bickford, 2007). Durante o aperto, o parafuso é alongado, colocando haste e roscas em tensão, e a recuperação elástica do parafuso é capaz de criar uma força de aperto que permitirá manter a prótese e o pilar/implante em contato (Haack, Sakaguchi e Sun,

1995). Assim, torque e pré-carga podem ser influenciados pela desadaptação onde parte da pré-carga é usada para aproximar as superfícies, causando tensão adicional ao parafuso. A sobrecarga gerada ao parafuso, em função dessa desadaptação, poderá levar a uma tensão adicional à outras estruturas e consequente geração de fadiga, causando afrouxamento ou fratura do parafuso (Burguete *et al.*, 1994 e Millington & Leung, 1995). No presente estudo, próteses com maior desajuste apresentaram redução significativa dos valores do torque de afrouxamento de parafusos de titânio e ouro.

Esse estudo demonstrou que o torque necessário para remoção dos parafusos foi menor que o torque de aperto inicial para todos os grupos analisados. Resultados semelhantes foram encontrados em outros estudos (Al-Turki *et al.*, 2002; Barbosa *et al.*, 2008). Assim, além da desadaptação, torque e pré-carga também podem ser influenciados pela fricção na cabeça e nas roscas do parafuso. O coeficiente de fricção irá depender da dureza do material das roscas, acabamento da superfície, presença de lubrificante e velocidade de aperto do parafuso (Cantwell & Hobkirk, 2004). Assim, para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção menor será a pré-carga (Burguete *et al.*, 1994; Sakaguchi & Borgersen, 1995; Martin *et al.*, 2001). Embora a fricção reduza a pré-carga, poucos estudos relatam como ela pode influenciar o torque de afrouxamento dos parafusos (Weiss, Kozak e Gross, 2000). Superfícies usinadas exibem certo grau de rugosidade e quando um parafuso é apertado pela primeira vez, o contato entre as roscas do pilar e do parafuso ocorre apenas nessas rugosidades (Shigley, 1977).

Além disso, esta junta parafusada passa por um período crítico após o aperto dos parafusos, pois há liberação de tensões exercidas durante a realização do aperto. Mesmo em estado estático, uma redução de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros instantes após o aperto, como resultado deste relaxamento (Shigley, 1977; Haack, Sakaguchi e Sun, 1995). Cantwell *et al.* (2004), relataram perda de 24,9% da pré-carga total em 15 horas, com a maior parte ocorrendo nos 2 primeiros segundos. O remanescente dessa pré-carga deve

ser suficiente para manter os parafusos apertados ao longo do tempo (Cantwell *et al.*, 2004). A fim de limitar esse problema, é recomendado reapertar o parafuso com o mesmo valor de torque, 10 minutos após o torque inicialmente aplicado (Siamos, Winkler e Boberick, 2002; Spazzin *et al.*, 2010). Esses dados estão de acordo com o presente estudo, onde a aplicação do retorque mostrou valores superiores aos demais grupos onde o retorque não foi aplicado, independente do material do parafuso ou do nível de adaptação.

Esse relaxamento ocorrido após o aperto dos parafusos acontece devido às deformações e desgastes das superfícies rugosas, sendo que esse fenômeno pode ocorrer tanto em estado estático quanto dinâmico (Jornéus, Jemt e Carlsson, 1992; Dixon *et al.*, 1995). Segundo Dixon (1995) esse relaxamento depende de três fatores: quantidade de rugosidade presente no contato entre as superfícies, dureza da superfície das roscas dos parafusos e pilares e a carga oclusal aplicada ao sistema. Da mesma forma, o desgaste das rugosidades também pode ser provocado pelo micromovimento produzido entre as superfícies na presença de cargas oclusais (Dixon, 1995). Hoyer *et al.* (2001) relataram que o mecanismo que faz com que a pré-carga seja perdida após cargas mastigatórias, seria a fadiga dinâmica dos componentes. Isso ocorre quando forças cíclicas superam a resistência do material do parafuso, causando micromovimentos do sistema bem como deformações plásticas.

No capítulo 1, para os grupos de próteses com adaptação passiva e sem aplicação do retorque, os parafusos de titânio apresentaram maiores valores de torque de afrouxamento quando comparados com parafusos de ouro. Embora estudos tenham mostrado que a condição de produção de pré-carga dos parafusos de ouro é superior quando comparada com os parafusos de titânio (Haack *et al.*, 1995; Tan & Nicholls, 2001; Stüker *et al.*, 2007), outros estudos relatam que o torque necessário para afrouxamento dos parafusos de titânio é maior que em parafusos de ouro (Stüker *et al.*, 2007; Spazzin *et al.*, 2009). Esta condição é sugerida como consequência do escoamento da liga de ouro, que permite maior elongação que a liga de titânio que possui maior resistência ao

escoamento (Haack *et al.*, 1995). Como demonstrado na Figura 2 do artigo 1 e Figura 1 do artigo 2, os parafusos de ouro apresentam maior deformação, o que pode explicar os baixos valores de torque de afrouxamento encontrados para esse grupo.

A ocorrência de defeitos de fabricação ou deformações plásticas dos parafusos de fixação da prótese pode afetar suas propriedades mecânicas e de comportamento (Al-Jabbari *et al.*, 2008). Possivelmente por possuir maior maleabilidade que os parafusos de titânio, a rugosidade presente na superfície dos parafusos de ouro também pode ter sido achatada ou desgastada durante o aperto dos parafusos e/ou devido ao micromovimento que ocorre entre as superfícies que estão em contato, após a realização de ciclagem mecânica, levando ao menor torque de afrouxamento dos parafusos de ouro. Em outras palavras, os parafusos de titânio apresentaram menor deformação plástica que parafusos de ouro, aumentando o torque necessário para afrouxamento desses parafusos (Spazzin *et al.*, 2009). Após a aplicação do retorque, os valores de torque de afrouxamento para os parafusos de ouro aumentaram, não diferindo significativamente dos parafusos de titânio. Esse fato pode ser explicado, pois a aplicação do reaperto consegue recuperar o torque perdido durante o relaxamento que ocorre após aperto dos parafusos (Siamos, Winkler e Boberick, 2002; Spazzin *et al.*, 2009).

Para as próteses que apresentaram desajuste (não-passivas), baixos valores de torque de afrouxamento dos parafusos de titânio e de ouro foram encontrados, não havendo diferença significativa entre esses grupos. Quando comparamos próteses passivas e desadaptadas sem a aplicação do retorque, houve redução significativa nos valores de torque de afrouxamento para parafusos de titânio. A menor maleabilidade e maior resistência ao atrito dos parafusos de titânio podem ter permitido menor área de contato entre as roscas e a superfície oposta dos pilares, ou seja, contato ocorrendo apenas nas microrrugosidades, sugerindo maior sensibilidade do parafuso de titânio à carga residual estática (Spazzin *et al.*, 2009) e dinâmica na presença de desajustes. Assim, simulando



uma situação clínica, a ação dinâmica promovida pela ciclagem mecânica afrouxou com maior facilidade os parafusos de titânio e ouro em próteses não-passivas, possivelmente pela sobrecarga gerada ao parafuso em função dessa desadaptação. Da mesma forma que para as próteses passivas, os grupos de próteses não-passivas apresentaram, após a aplicação do retorque, maiores valores de torque de afrouxamento para os parafusos de titânio, não diferindo dos parafusos de ouro. Assim, a aplicação do reaperto consegue recuperar o torque perdido durante o relaxamento dos parafusos (Siamos, Winkler e Boberick, 2002; Spazzin *et al.*, 2009), independente do nível de adaptação das próteses.

No segundo capítulo, o desajuste também provocou diminuição significativa no torque de afrouxamento de parafusos de titânio e ouro após 1 ano de simulação de uso clínico. Portanto, o contato entre prótese/pilar/implante deve ser almejado a fim de reduzir a carga sobre os parafusos, garantindo estabilidade da conexão parafusada e evitando falhas mecânicas (Byrne *et al.*, 1998).

Após 6 meses de simulação da função mastigatória, avaliação do torque de afrouxamento, reaperto dos parafusos e mais 6 meses de simulação, não houve diferença estatística entre os grupos passivo e desadaptado, tanto para parafusos de ouro quanto titânio. Isso pode ter sido influenciado pelo material dos parafusos após repetidos apertos. Embora Tzenakis *et al.* (2002) relataram que a pré-carga pode ser aumentada após repetidos apertos, outros autores relataram sua diminuição (Cantwell & Hobkirk 2004; Byrne *et al.*, 2006). Byrne *et al.* (2006) observaram que a pré-carga gerada pelo parafuso de titânio permaneceu estável para os três episódios de aperto, enquanto parafusos em liga de ouro a pré-carga foi reduzida após o primeiro aperto. Embora a pré-carga não tenha sido avaliada no presente estudo, quando comparamos o material do parafuso, para o mesmo nível de desajuste das próteses após simulação 6 meses + 6 meses de função mastigatória, o torque necessário para afrouxar os parafusos de titânio foi maior que parafusos de ouro. De modo geral, a estabilidade da conexão dos parafusos de ouro pode ter sido menor devido a maior ductibilidade desses, favorecendo a deformação plástica quando submetido a um determinado torque (Spazzin *et al.*,

2010). Além disso, segundo Weiss, Kozak e Gross, (2000) o desgaste da rugosidade reduz o coeficiente de fricção da cabeça e roscas do parafuso, consequentemente, a resistência ao afrouxamento do parafuso diminui. Em outras palavras, provavelmente os parafusos de titânio apresentaram menor deformação plástica do que os parafusos de ouro, dessa forma maior módulo elasticidade deve ser priorizado para a fabricação de parafusos de pilar (Guda *et al.*, 2008).

Quando comparamos as duas condições de simulação de uso clínico (6 meses + 6 meses, ou 1 ano de simulação) não houve diferença significativa entre os grupos, exceto para o grupo de titânio em próteses desadaptadas. Devemos considerar que parafusos de titânio apresentaram maior perda de torque quando usado em próteses não-passivas (desadaptadas). A menor maleabilidade e maior resistência ao atrito dos parafusos de titânio poderiam ter permitido menor área de contato entre as roscas e superfície oposta do pilar que parafusos de ouro, sugerindo maior instabilidade do parafuso de titânio a carga residual estática (Spazzin *et al.*, 2009) e dinâmica em próteses desadaptadas. Deste modo, o reaperto após 6 meses poderia melhorar a estabilidade de parafusos de titânio em próteses com limitações em assentamento passivo.

A comparação dos valores obtidos nesse estudo com outros já publicados torna-se difícil (Nakamura *et al.*, 2006; Stücker *et al.*, 2007) devido à ausência de estudos específicos. Khraisat *et al.* (2004) relataram que os valores de torque de afrouxamento geralmente estão associados a estudos de pré-carga e, não avaliam os materiais dos parafusos. Outro fator relacionado para esta dificuldade encontra-se na variação de marcas comerciais e da própria composição dos parafusos, módulo de elasticidade, superfícies que estão em contato, coeficiente de fricção, adaptação dos componentes, lubrificação, discrepâncias microscópicas, torque aplicado e sua velocidade de aplicação, temperatura do sistema, e desenho do parafuso (Cantwell & Hobkirk, 2004; Tan & Nicholls, 2001). Dessa forma, novos estudos devem ser realizados de modo a verificar o comportamento de parafusos de titânio e ouro após diferentes protocolos de acompanhamento clínico, para que se consiga maior estabilidade

das conexões parafusadas.

---

## 5. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos e dentro das limitações dos estudos realizados foi possível concluir que:

- O aumento no nível de desajuste das próteses diminui a estabilidade da conexão parafusada independente do material dos parafusos utilizados e da aplicação do retorque.
- A aplicação do retorque nos parafusos protéticos aumenta a estabilidade das conexões parafusadas em próteses múltiplas implantossuportadas passivas e não-passivas após simulação da função mastigatória, sugerindo que este procedimento deve ser executado rotineiramente durante o aperto dos parafusos.
- Após 6 meses + 6 meses de simulação, quando comparado o material dos parafusos para o mesmo nível de adaptação, parafusos de titânio apresentaram maiores valores de torque de afrouxamento que parafusos de ouro.
- Quando comparados os tempos de ciclagem, os parafusos de titânio em próteses não-passivas apresentaram diminuição considerável na sua estabilidade após 1 ano de simulação da função mastigatória. Dessa forma, o reaperto dos parafusos de titânio após 6 meses torna-se necessário.

---

## 6. REFERÊNCIAS\*

Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(3):506-515.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6):387-416.

Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical Behavior and Failure Analysis of Prosthetic Retaining Screws after Long-Term Use In Vivo. Part 2: Metallurgical and Microhardness Analysis. *Journal of Prosthodontics* 2008; 17(3):181-119.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4):319-325.

Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2):216-222.

Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(3):330-337.

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. Clin Oral Implants Res 1998; 9(1):51-58.

Bickford JH. An Introduction to the Design and Behaviour of Bolted Joints. New York: Marcel Decker, 1981.

Binon PP. Implants and components: entering the new millenium. Int J Oral Maxillofac Impl 2000; 15:76-79.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9(1):90-94.

Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6(4):448-455.

Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro observation for in vivo testing. J Prosthodont 1993; 2(1):2-8.

Costa EMV. Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre implantes osseointegrados. São José dos Campos, 2001. 86p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Interfacial fit of for dental implant systems. Int J Prosthodont 1997; 10(3):216-221.

Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: A review of the literature. *Technol Health Care* 1997; 5(4):253-273.

Gettleman L, Ryge G. Accuracy of stone, metal and plastic die materials. *J Calif Dent Assoc* 1970; 46(1):28-31.

Hecker DM e Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4):346-351.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J. Prosthet Dent* 2001; 85(6):599-607.

Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4):331-336.

Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69(5):503-509.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(4):272-280.

Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1):40-44.

Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. Clin Oral Implants Res 1994; 5(3):142-147.

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8(6):635-640.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent 1999; 81(1):7-13.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004; 91(4):326-334.

Kim YK, Kim SG, Yun PY, Hwang JW, Son MK. Prognosis of single molar implants: a retrospective study. Int J Periodontics Restorative Dent 2010; 30(4):401-407.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont 2002; 11(1):30-40.

Leles CR, Ferreira NP, Vieira AH, Campos AC, Silva ET. Factors influencing edentulous patients' preferences for prosthodontic treatment. J Oral Rehabil 2010 *in press*.

Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin Oral Impl Res 1996; 7(4):329-336.

Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. J Prosthet Dent 1985; 54(6):794-802.



Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001; 86(1):24-32.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-Retained Versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18(5):719-728.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Den 1992; 68(6):949-955.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. RPG - Rev Pós Grad 2006; 13(1):96-102.

Natali NA, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. Dental Materials 2006; 22(4):388-395.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. Cienc Odontol Bras 2007; 10(4):76-81.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 1984; 86(2):95-111.

Roe P, Kan JY, Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kleinman AS, Goodacre CJ, Chen JW. Immediate loading of unsplinted implants in the anterior mandible for overdentures: a case series. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(5):1028-1035.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3):295-302.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2007; 16(1):55-58.

Tan KB, Nicholls JL. Implant-Abutment screw joint preload of 7 Hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16(3):367-377.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):89-95.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont* 1996; 9(1):16-20.

Winter W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(5):947-52.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of Changes in Implant Screws Subject to Occlusal Loading: A Preliminary Analysis. *Implant Dent* 2005; 14(4):378-385.

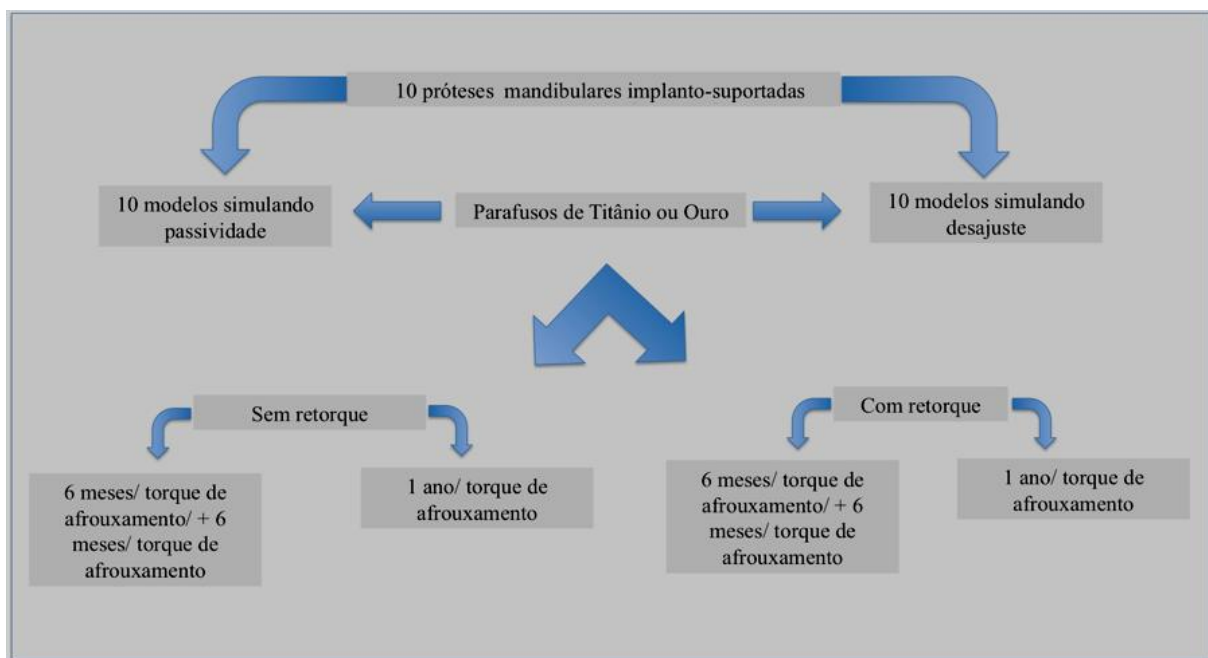
Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Braz Dent J* 1991; 170(12):439-444.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. *Int J Prosthodont*, 1993; 6(2):189-196.

## **DETALHAMENTO DA METODOLOGIA**

### **Delineamento geral da pesquisa**

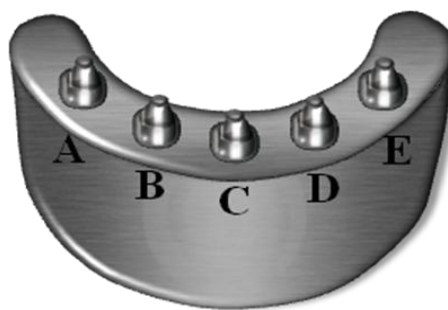
Para a execução do estudo, foram obtidas 10 próteses totais fixas implantossuportada (tipo protocolo), com infraestrutura metálica fundida em liga de CoCr e revestimento estético de resina acrílica ativada termicamente. Posteriormente, duas condições de desajuste vertical foram simuladas através da confecção de modelos *índex*, e da utilização das próteses: condição de passividade e condição de desajuste vertical. Estes níveis de desajuste foram quantificados através do teste do parafuso único. Foi avaliado o torque de afrouxamento de parafusos protéticos fabricados em titânio e em ouro, utilizando duas técnicas de aperto: com e sem retorque. O torque de afrouxamento foi avaliado para essas condições após diferentes tempos de simulação da função mastigatória, por meio de ciclagem mecânica das próteses: 1) 6 meses/ torque de afrouxamento/ reaperto / 6 meses/ torque de afrouxamento; e 2) 1 ano/ torque de afrouxamento. A figura 1 mostra esquematicamente o delineamento geral do projeto e a sequência de avaliações das infraestruturas.



**Figura 1.** Desenho esquemático do delineamento geral da pesquisa

### Confecção das próteses

Foi utilizada uma matriz metálica simulando o arco mandibular desdentado, de rebordo plano com angulação de  $112,5^\circ$  e raio de 22,50mm (Costa, 2001) que permitiu o posicionamento de cinco réplicas de pilares (A, B, C, D e E) para próteses múltiplas (Microunit 4,0; Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 2). A disposição das réplicas simulou a condição clínica de cinco implantes colocados na região entre os forames mentonianos, em arco mandibular edêntulo.



**Figura 2.** Desenho esquemático da matriz metálica e disposição das réplicas de pilar micro-unit

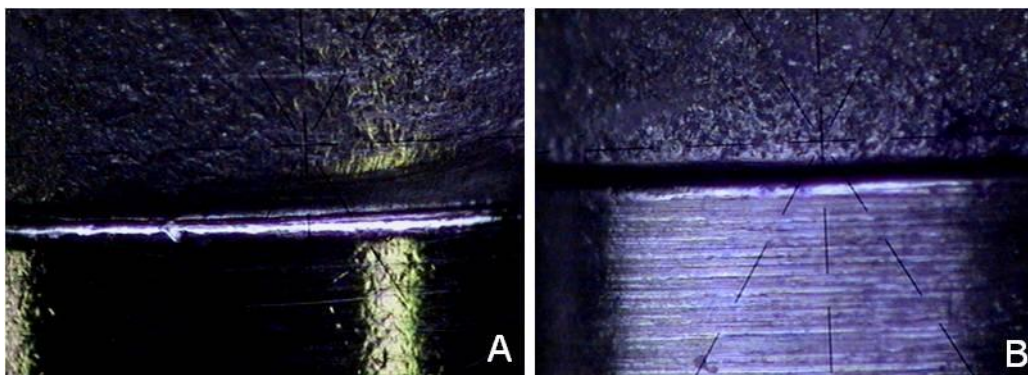
Uma moldagem de transferência da posição das réplicas foi realizada sobre a matriz metálica com transferentes quadrados e parafusos de trabalho (Conexão Sistema de Próteses). Foi realizada a amarra dos transferentes com fio dental, e seu recobrimento com resina acrílica (Pattern, GC América, Alsip, IL, EUA). A resina foi seccionada e novamente unida para evitar desadaptação promovida pela contração da resina acrílica. A moldagem foi realizada com poliéter (Impregum, 3M ESPE, São Paulo, SP, Brasil), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, e moldeira individual em resina acrílica (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) confeccionada à partir da matriz metálica. O molde foi preenchido com gesso pedra tipo IV (Herostone, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, para obtenção de um modelo mestre. Sobre este, foram enceradas 10 infraestruturas que foram fundidas em liga de CoCr. As infraestruturas receberam cobertura estética em resina acrílica ativada termicamente (Clássico Artigos Odontológicos) e dentes artificiais (Vipi Dentes Plus, VIPI Ltda, Pirassununga, SP, Brasil), conforme figura 3.



**Figura 3.** Foto mostrando a prótese tipo protocolo

### **Simulação dos desajustes marginais**

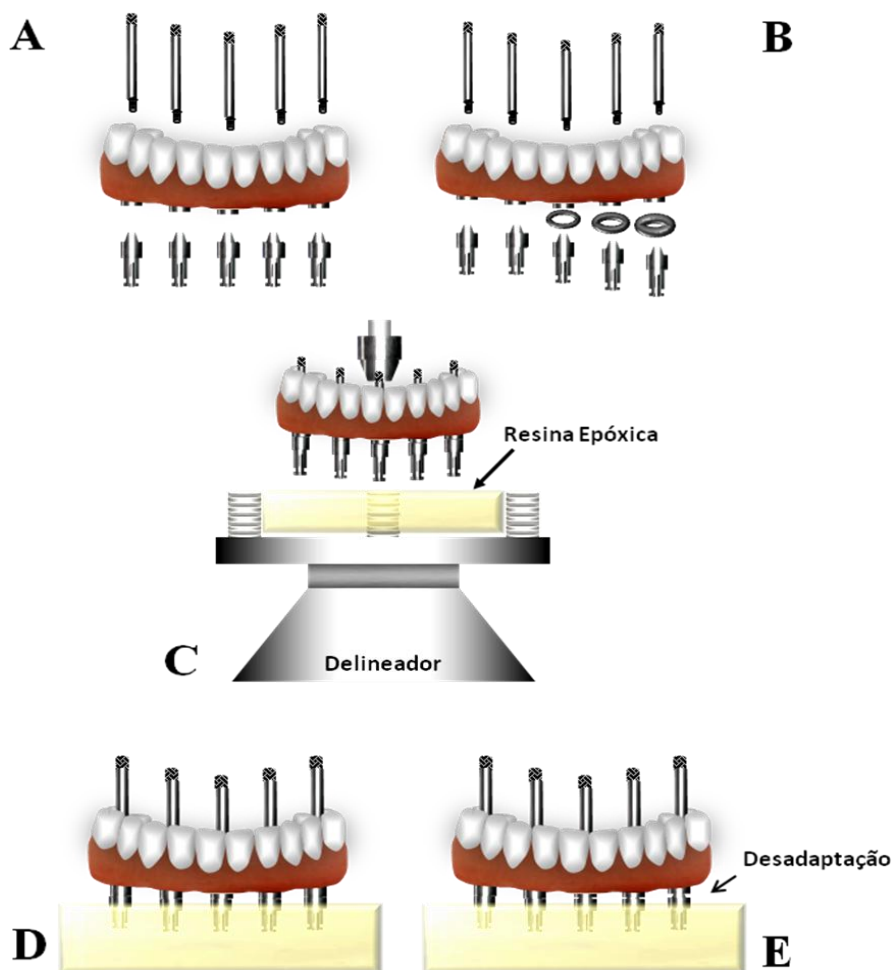
Foram simulados dois níveis de adaptação das próteses aos pilares: 1) adaptação passiva; e 2) desajuste vertical (Figura 4).



**Figura 4.** Imagem do microscópio óptico (120x) mostrando passividade (A) e desajuste (B) entre cilindro e pilar

Estes níveis de adaptação foram obtidos por meio da confecção de modelos *index*. A condição de adaptação foi utilizada como grupo controle, sendo que as réplicas de mini-pilares cônicos para próteses múltiplas foram parafusadas diretamente aos cilindros da infraestrutura da prótese (Figura 5 A, C e D). Para a condição de desajuste, réplicas de mini-pilar cônico foram parafusadas aos cilindros da infraestrutura com anéis de diferentes espessuras interpostos em três das cinco réplicas. Foi interposto um anel com 100  $\mu\text{m}$  de espessura ao análogo

C, um anel de 200  $\mu\text{m}$  de espessura ao análogo D e um anel de 300  $\mu\text{m}$  de espessura ao análogo E (Figura 5 B, C e E). As réplicas dos conjuntos montados foram incluídas em resina epóxi (Araldite GY 279 + Catalizador Aradur 2963, Guarulhos, SP) com auxílio de um delineador (Figura 5 C e Figura 6). O objetivo da interposição dos anéis foi obter média de  $\pm 200 \mu\text{m}$  de desajuste no teste do parafuso único para condição de desajuste.



**Figura 5.** Desenho esquemático da montagem dos componentes para obtenção dos diferentes níveis de adaptação: adaptada (A e D) e desadaptada (B e E)





**Figura 6.** Figuras mostrando a prótese tipo protocolo (A); anéis metálicos que foram interpostos entre cilindros e pilares para obtenção dos desajustes das próteses (B); adaptação dos parafusos de trabalhos, unindo a prótese aos mini pilares (C); caixa metálica para suporte do material de moldagem (D); material de moldagem vazado na caixa metálica, onde o cilindro central foi removido após a presa da silicone, deixando o espaço para a resina epóxi (E); posicionamento da prótese, com os mini pilares posicionados, no delineador (F); inserção da prótese em resina epóxi (G); obtenção dos modelos em resina epóxi (H) e adaptação da prótese ao modelo (I)

### Quantificação dos desajustes - teste do parafuso único

As estruturas protéticas foram colocadas sobre seus respectivos modelos *index* para quantificação dos desajustes verticais em microscópio óptico

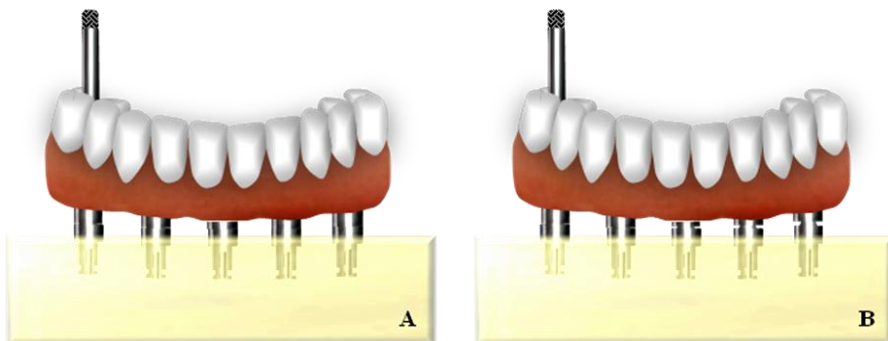
mensurador (VMM-150; Walter Uhl, Asslar, Alemanha) (Figura 7). A quantificação dos desajustes seguiu o protocolo do teste do parafuso único (Tan *et al.*, 1993), onde um parafuso (Conexão Sistemas de Prótese) foi apertado (10 Ncm) no pilar A, utilizando torquímetro digital com precisão de 0,1 Ncm (Torque Meter TQ-8800-Lutron, Taipei, Taiwan) (Figura 8). Através desse procedimento foram determinados os valores de desajuste vertical entre plataforma da réplica e borda inferior do cilindro da prótese nos pilares C e E, na face vestibular e lingual diametralmente opostas, e a leitura repetida por 3 vezes. O parafuso apertado no pilar A foi removido e apertado ao pilar E, e a leitura realizada no pilares C e A. A média dos 24 valores obtidos foi denominada como desajuste vertical da prótese aos pilares. A figura 9 apresenta o desenho esquemático dos diferentes níveis de adaptação obtidos com a confecção dos modelos *índex*, através da realização do teste do parafuso único.



**Figura 7.** Foto mostrando microscópio óptico comparador (A); modelo posicionado em microscópio óptico para avaliação do desajuste vertical (B)



**Figura 8.** Torquímetro digital de precisão



**Figura 9.** Desenho esquemático dos diferentes níveis de adaptação obtidos com a confecção dos modelos *index*: (A) condição de adaptação passiva; (B) condição de desajuste de  $\pm 200 \mu\text{m}$  no teste do parafuso único

## Avaliação do torque de afrouxamento

A força necessária para afrouxar os parafusos protéticos foi mensurada utilizando um torquímetro digital de precisão, também utilizado para controlar o torque de aperto dos parafusos. Foram utilizados 80 conjuntos de parafusos (5 parafusos para cada conjunto) em liga de titânio, e outros 80 conjuntos em liga de ouro, separados aleatoriamente em 8 grupos ( $n=10$ ) para cada tipo de parafuso. Os modelos *índex* foram fixados em bancada com grampo metálico, e os parafusos apertados na seqüência B, D, C, A e E (Naconecy *et al.*, 2004), conforme figura 10. Foram avaliadas duas técnicas de aperto dos parafusos: 1) sem retorque - torque inicial de aperto (10 Ncm); 2) com retorque - torque inicial de aperto (10 Ncm) e reaperto (10 Ncm) 10 minutos após o torque inicial.



**Figura 10.** Os modelos *índex* foram fixados em bancada com grampo metálico, para realização do aperto dos parafusos

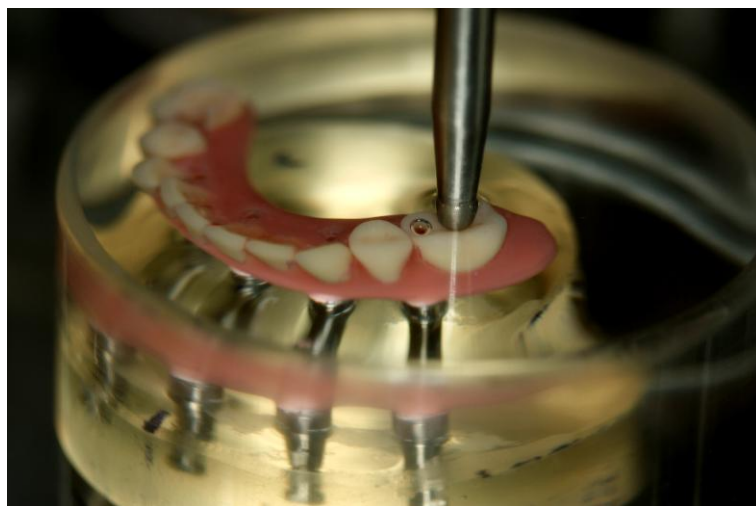


O torque de afrouxamento foi realizado após simulação de duas condições de uso clínico das próteses: 1) simulação de 6 meses de uso clínico, avaliação do torque de afrouxamento, reaperto dos parafusos segundo a técnica utilizada, mais 6 meses de simulação de uso clínico e nova avaliação do torque de afrouxamento; 2) simulação de 1 ano e avaliação do torque de afrouxamento. O número de ciclos aplicados em cada amostra foi de 492.750 e 985.500, simulando 6 meses e 1 ano de uso clínico, respectivamente. Estes números foram baseados na suposição de que um indivíduo tem três episódios de mastigação por dia, cada um com quinze minutos de duração, em razão de 60 ciclos por minuto (1HZ) (Rangel *et al.*, 2007). O carregamento cíclico foi realizado através de máquina de ciclagem mecânica com 10 atuadores acionados por ar comprimido (ER 11000 Plus, Erios, São Paulo, SP, Brasil), conforme figura 11.



**Figura 11.** Máquina de ciclagem mecânica

As amostras foram imersas em saliva artificial (Pigozzo *et al.*, 2009) e carga dinâmica de 150N (Mericske-Stem & Zarb, 1996) foi aplicada verticalmente na fossa central do último molar, conforme figura 12.



**Figura 12.** Carga dinâmica no sentido vertical, na fossa central do último molar

O torque de afrouxamento foi avaliado manualmente por um operador previamente treinado e calibrado, na mesma sequência de aperto (B, D, C, A e E). Após a mensuração do torque de afrouxamento de um determinado parafuso protético, este mesmo parafuso foi novamente apertado (10 Ncm) antes da avaliação do torque de afrouxamento de outro parafuso, ou seja, a avaliação do torque necessário para afrouxar um parafuso foi mensurado com todos os outros parafusos em posição (10 Ncm). Para obtenção dos resultados, foi obtida a média do torque de afrouxamento dos 5 parafusos protéticos de cada prótese.

## **Análise estatística**

As médias do torque de afrouxamento obtidas em todos os grupos foram submetidas à análise estatística ANOVA em dois fatores seguidos pelo teste Tukey para realização da comparação inter-grupos.

## 1. DECLARAÇÃO



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



### DECLARAÇÃO

As cópias de artigos de minha autoria ou minha co-autoria, já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas ou anais de congressos sujeitos a arbitragem, que constam da minha Dissertação/Tese de Doutorado, intitulada **“Efeito da ciclagem mecânica, material e retorque de parafusos, na estabilidade de próteses múltiplas sobre implantes com dois níveis de desajuste”**, não infringem os dispositivos da Lei nº 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Piracicaba 10 de Março de 2011.

Ana Paula Farina

RG: 708151756-2

AUTOR

Marcelo Ferraz Mesquita

RG: 18.135.214

ORIENTADOR



## 2. COMPROVAÇÃO DA SUBMISSÃO DO ARTIGO - CAPÍTULO 1

**De:** Clinical Oral Investigations (darlen.basillaje@springer.com)  
**Para:** ana\_goergen@yahoo.com.br;  
**Data:** Terça-feira, 14 de Dezembro de 2010 23:29:14  
**Cc:**  
**Assunto:** CLOI: Submission Confirmation for Screw joint stability after retorque application in implant-supported dentures

Dear Mrs Farina,

Your submission entitled "Screw joint stability after retorque application in implant-supported dentures" has been received by Clinical Oral Investigations

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to Editorial Manager as an author. The URL is <http://cloi.edmgr.com/>.

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to our journal.

Kind regards,

Editorial Office  
Clinical Oral Investigations

### 3. COMPROVAÇÃO DA SUBMISSÃO DO ARTIGO - CAPÍTULO 2

De: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (jomi.submit@quintbook.com)  
Para: ana\_goergen@yahoo.com.br;  
Data: Segunda-feira, 24 de Janeiro de 2011 23:24:51  
Cc:  
Assunto: manuscript - Submission confirmation

Manuscript title: Stability of prosthetic screws under two fit levels of implant-supported dentures after two mastigatory simulation conditions

Automatic email

The above manuscript has been successfully submitted online. You will receive a further receipt email directly from the journals editorial office when your submission has been checked and your manuscript files verified.

Quick login link:

[http://www.manuscriptmanager.com/mm3/quicklog.php?pw=jomi\\*44\\*ana\\_goergen@yahoo.com.br\\*23e2f](http://www.manuscriptmanager.com/mm3/quicklog.php?pw=jomi*44*ana_goergen@yahoo.com.br*23e2f)

If the above link is inactive, your login details to the system are below:

LOGIN: <http://www.manuscriptmanager.com/jomi>

Email: [ana\\_goergen@yahoo.com.br](mailto:ana_goergen@yahoo.com.br)

Password: 3110172ap

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Quintessence Publishing Inc.  
4350 Chandler Drive  
Hanover Park  
IL 60133  
USA

[jomi.submit@quintbook.com](mailto:jomi.submit@quintbook.com)